

Patent Application No. Sho52-47704 [April 25, 1977]  
Japanese Patent Application Publication No. Sho53-133991  
[November, 22 1978]  
Examined Patent Application Publication No. Sho62-5618  
[February 5, 1987]  
Patent No. 1403154 [September 28, 1987]  
Request for examination day: [October 8, 1983]  
Bulletin issued date: [            ]

Title of the Invention: ANALYSIS DEVICE FOR CIRCULATORY DYNAMICS  
DIAGNOSIS

Abstract

[Problem to be Solved] To consider a circulatory system of a living body conceptually as one compartment, to detect pressure fluctuations and volume fluctuations experienced by the compartment and display them as a P-V diagram, and to graphically represent the circulatory dynamics of the living body based on the area, rotation direction, and inclination of the diagram.

[Solution] Outputs from a sphygmograph 10 and an impedance cardiograph 30 disposed in the measuring area of a subject are fed to processing circuits 20 and 40, respectively. A storage circuit 23 of the processing circuit 20 stores pulse pressure fluctuation signals, while a storage circuit 43 of the processing circuit 40 stores volume fluctuation signals. The pulse pressure fluctuation signals and the volume fluctuation signals are inputted into a compliance calculation circuit 60, where they are divided by a division calculation circuit, and a signal corresponding to the resulting quotient is outputted to a typewriter 70. By examining the value displayed on the typewriter 70, the properties of the aorta that belongs to the circulatory system of the subject can be recognized in a functional aspect thereof.

Applicant: 23-Toyota Central R&D Labs., Inc.

Inventor: Masaru INAGAKI, Isami IGARASHI and Kentaro TAKAGI

⑨日本国特許庁  
公開特許公報

⑩特許出願公開  
昭53—133991

⑪Int. Cl.<sup>2</sup>  
A 61 B 5/02

識別記号

⑫日本分類  
94 A 15  
94 A 154

庁内整理番号  
7227—54  
6653—54

⑬公開 昭和53年(1978)11月22日

発明の数 2  
審査請求 未請求

(全 11 頁)

⑭循環動態診断用解析装置

⑮特 願 昭52—47704

⑯出 願 昭52(1977)4月25日

⑰発 明 者 稲垣大

名古屋市天白区天白町島田黒石  
3785の1057番地

同 五十嵐伊勢美

愛知県西加茂郡三好町大字福谷

字坂上52の1番地

⑱発 明 者 高木健太郎

名古屋市瑞穂区松月町6丁目1  
番地

⑲出 願 人 株式会社豊田中央研究所

名古屋市天白区久方二丁目12番  
地

⑳代 理 人 弁理士 鈴木昌明 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

循環動態診断用解析装置

2. 特許請求の範囲

1) 生体の循環系の脈動を脈圧変化信号として、  
非観血的に検出する脈圧検出部と、

前記脈圧検出部の出力信号を脈圧変動信号とし  
て記憶する第1の処理回路と、

生体の循環系の血液の変動量を容積変化信号とし  
て非観血的に検出する容積検出部と、

前記容積検出部の出力信号を容積変動信号とし  
て記憶する第2の処理回路と、

前記第1の処理回路の出力信号と第2の処理回路の  
出力信号との時間位相を一致させるトリガー回路  
と、

前記第1の処理回路の出力信号と前記第2の処  
理回路の出力信号でコンプライアンスまたはおよ  
びP-V線図として表示する表示回路と、

よりなることを特徴とする循環動態診断用解析装

置。

2) 前記表示回路をX-Y表示回路としたこと  
を特徴とする特許請求の範囲第1項記載の循環動  
態診断用解析装置、

3) 前記表示回路をコンプライアンスを演算す  
る演算回路と該演算回路の出力信号を表示する表  
示回路とより構成したことを特徴とする特許請求  
の範囲第1項記載の循環動態診断用解析装置、

4) 生体の循環系の脈動を脈圧変化信号として  
非観血的に検出する脈圧検出部と、

前記脈圧検出部の出力信号を脈圧変動信号とし  
て記憶する第1の処理回路と、

生体の循環系の血液の変動量を容積変化信号とし  
て非観血的に検出する容積検出部と、

前記容積検出部の出力信号を容積変動信号とし  
て記憶する第2の処理回路と、

前記第1の処理回路の記憶信号と前記第2の処  
理回路の記憶信号を生体の循環系の脈圧変動の基  
準信号と容積変動の基準信号で補正する補正回路  
と、

前記第1の処理回路の出力信号と前記第2の処理回路の出力信号の時間位相を一致させるトリガ回路と

前記第1の処理回路の出力信号と前記第2の処理回路の出力信号でコンプライアンスまたはおおよびP-V曲線として表示する表示回路と、  
よりなることを特徴とする循環動態診断用解析装置。

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は循環系の血管の性状および循環動態を解析し、循環系の臨床診断に供する循環動態診断用解析装置に関する。

生体は膨大な数の細胞から構成されている。これらの個々の細胞から種々の臓器、脳、筋肉および神経等が形成されて生体を形づくっている。この細胞が生活してゆくためには酸素および代謝物質の供給そして同時に代謝老廃物の排泄を行わなければならない。この役割を担うのが血液であり、その経路が血管からなる循環系である。従って細胞の生命を維持する主要部分は心臓を中心とした

循環系であるといっても過言ではない。

個々の細胞への上述の役割は実際には毛細血管が果たすが、その毛細血管への血液の補給は心臓、大動脈血管、中小動脈血管という動脈系によってなされ、静脈系を経て心臓へ戻る。この経路の中で心臓の貯血作用、ポンプ作用の重要性は述べるまでもないが、その作用に直接影響をおよぼすのが心臓の後負荷としての動脈経路である。

この動脈経路はただ単に血液を運ぶパイプの役割をはたすだけでなく、心臓の収縮期のエネルギーを蓄積して血管壁の弾力性の跳ね返りによって心臓の拡張期に血液を末梢の毛細血管に押し出し毛細血管の血流を保つべくしている。そこで仮りに動脈経路が硬化して弾力性がなくなるとそのぶん心臓に大きな負担がかかり、血液が末梢の毛細血管にまで到達しにくくなることから細胞への酸素、代謝物質の供給および代謝老廃物の排泄が低減するとともに血圧の上昇となってあらわれる。この血圧の上昇は急激な運動、気温の急変等外的要因によって血管の破壊を招きやすく、特に頭部

内の動脈血管や毛細血管の破壊は生命を危険にさらすことになる。

したがって、上述のごとく循環系の血管壁の性状および循環動態を把握することは臨床医学における診断上重要であるばかりでなく予防医学上においても必要不可欠なことである。

従来、循環系の血管壁の性状および循環動態の把握をする場合には、圧力の情報は皮膚血管を穿刺するか或はカテーテルを直接血管内に挿入して血圧の測定を行ない、また流量の情報は皮膚を切開して血管を露出させて電磁血液量計やそれに類似した計測器で観血的に行なわれている。なるほどこの手段は直接的な手段ではあるが、被検者に苦痛を与えるばかりでなく測定時の過度の緊張により生体の正常な状態を把握することが非常に難かしい。またこの手段が観血的な測定であるために細菌の感染の恐れもあり、臨床に用いることは容易なことではない。

最近エレクトロニクスの発達にともなって、生体の体表より、生体の循環系の動脈部の脈動変動

とか血液変動を非観血的に検出できる精度のよい小型の検出器が種々使用されはじめ、生体の循環系の診断に使用しはじめられているが、この検出器より得られる信号は単に循環系の動脈部の脈動変化を脈圧変化として検知し、また単に循環系の動脈部の血液の変動を容積変化として検知しているにすぎず、生体の循環系の動脈経路の機能と運動状態を大系的に把握することができないものではない。

本発明は発明者らが上述の従来の欠点を克服すべく研究の結果生まれたもので、生体の循環系を概念的に一つの区画室(コンパートメント)と考え、この区画室に加わる圧力変動 $\Delta P$ と容積力変化 $\Delta P$ に対する区画室の容積変動 $\Delta V$ とをそれぞれ検知し、この $\Delta P$ と $\Delta V$ をコンプライアンス $C = \Delta V / \Delta P$ として表示すればこの値の大小により生体の循環系の血管の性状を機能的に表現することができ、またこの $\Delta P$ と $\Delta V$ の関係を図形的、すなわちP-V曲線として表示すればこの曲線の面積、曲線の回転方向、および曲線の傾きから生体

の循環系の循環動態が図形的に表現できるという  
知見にもとづくものである。

本発明の循環動態診断用解析装置は、上述した  
コンプライアンスおよびP-V図を作成する装  
置であり、この構成は比較的簡単で低廉であって、  
その上被検者に苦痛を与えることなく長時間に  
定量的に、かつ機能的表現と図形的表現にて描記  
することができるので迅速で正確な情報に基づいた  
診断用の解析結果を得ることができることから  
医学分野、特に予防医学の分野では有用で、その  
普及が期待される新規できわめて有意義な装置の  
開発に成功したのである。

以下、本発明の循環動態診断用解析装置を第1  
の実施例にもとずき第1図から第5図を用いて説  
明する。

第1の実施例の循環動態診断用解析装置は、生  
体の循環系の血管の性状を機能的に表示するもの  
で、第1図に示す如く脈波計10と第1の処理回  
路20とインピーダンスカーブグラフ30と第  
2の処理回路40とトリガー回路50とコンプ

させ、該圧は圧ゲージにより印下圧力に比例した  
アナログ電気信号に変換されこのアナログ脈圧変  
化信号が第1の処理回路20に出力され、ここに  
被検者の皮膚表面に伝達された脈圧変動は脈波計  
10によりこれに比例するアナログ脈圧変化信号  
に変換されるのである。

前記第1の処理回路は入力する電気信号のうち、  
所定の電気信号を記憶保持するとともに所定の信  
号に校正  
号比~~較~~を<sup>位</sup>して出力するようにする回路で、立上り  
検出回路21とA-D変換回路22と記憶回路  
23と電位補正回路24を有する。

すなわち、入力する電気信号を所定の信号波形  
に変換する立上り検出回路21は、入力する信号  
の直流成分を除去する高域通過回路と微分放信  
号に変換する微分器とスライスしてパルス信号に  
変換するスライス回路を有し該立上り検出回路の  
入力端21aを前段の脈波計10の出力端10a  
に接続して、該立上り検出回路21に入力する信  
号を高域通過回路で直流成分を除去し、微分器  
で微分波形に変換しスライス回路でパルス信号を

イアンス演算回路60とダイブライター70より  
なる。

脈波計10は、半導体圧-電気変換素子を内蔵  
した受感部11を有するとともに被検者への脱着  
が簡単なバンド12と装着時に受感部11所定の  
押圧力にて押圧する空気ポンプを付加した押圧体  
13を有し、受感部11は被検者の循環系の動脈  
部に体表より非創傷的に押圧することにより被検  
者の動脈部から伝播する脈動変化は受感部11の  
半導体圧-電気変換素子でアナログの脈圧変化信  
号に変換して出力できる信頼性の高い検出器であ  
って、該脈波計10の出力は第1の処理回路20  
に出力する。即ち脈波計10の受感部11は例え  
ばシリコン単結晶のダイアフラムに拡散法により  
4個の圧ゲージを夫々絶縁的に形成しこれらゲー  
ジをフルブリッジ回路に組み込んだ圧-電気変換  
素子で構成され、被検者の動脈部の皮膚上に圧着  
せしめるときは、動脈部の血管変動は皮膚を介し  
て受感部11の圧-電気変換素子に伝達せしめら  
れ、ダイアフラムに圧力変動に比例する歪を発生

形成して記憶回路23に出力すべくしてある。

A-D変換回路22は、入力する信号を直流成  
分を除去してデジタル信号に変換するように高域  
通過回路とA-D変換器よりなり、該A-D変  
換回路22の入力端22aを前段の脈波計の出力  
端10aに接続して、該A-D変換回路22に入  
力する信号は高域通過回路により直流成分を除  
去し、A-D変換器によりデジタル信号に変換し  
て記憶回路23に出力すべくしてある。

記憶回路23は、ICメモリーで構成し、入力  
端子23aは前段のA-D変換回路の出力端22  
bに、入力端子23bは前段の立上り検出回路  
21の出力端21bに、端子23cは後述する電  
位補正回路24に、端子23dは後述するトリガ  
ー回路50にそれぞれ接続して前記立上り検出回  
路21の信号が入力端子23bに印加したときか  
ら次に信号が印加するまでの間前段のA-D変換  
回路22の出力信号を記憶保持するとともに、該  
信号は後述する電位補正回路24に出力し、こ  
こで電位補正をさせて再び記憶回路23に記憶保持

する。そして、記憶回路23に記憶保持が終了すると同時に、移送するトリガー回路50に記憶終了信号を出力すべくしてある。

電位補正回路24は、入力する信号を正しい零電位の位置までシフトさせる回路であって、脱出し読み回路と零電位基準電位と比較演算回路からなる。該電位補正回路24の端子24aは前記記憶回路23の端子23aに接続して、前記記憶回路23の信号を脱出し読み回路により読み出し、この信号と零電位の基準電位の電位とを比較演算回路にて信号の最初の電位が正しい零電位よりずれていると正しい零電位の位置にシフトさせ、さらに該信号の最終の電位が正しい零電位であるかを比較演算し、零電位がずれていると信号全体をシフトさせて、入力する信号の最終電位が零電位になるようにして脱出し読み回路により該記憶回路23に出力すべくしてある。

かくして前段の脈波計10の出力信号を立上り検出回路21の出力信号にもとずき、A-D変換回路22で直流成分を除去し、デジタル信号に変

換した信号を記憶回路23にて記憶保持し、ひきつづき電位補正回路24に出力して、ここで信号の零電位補正をするとともに再び記憶回路23にて記憶保持し、記憶保持終了と同時に終了信号をトリガー回路50に出力すべくしてある。

一方インピーダンスカーディオグラフ30は1対の交流印加電極30aと1対の検出電極30bと交流電圧31および処理回路32を有し、1対の交流印加電極を介して被検者に電気信号をおくることにより被検者の循環系の血管内の血液の流入流出にともなう血液の変動をアナログのインピーダンス変化として非侵襲的に検出し出力できる信頼性のある検出器であって該インピーダンスカーディオグラフ30の出力は第2の処理回路40に出力すべくしてある。即ち、インピーダンスカーディオグラフ30は、被検者の1本の動脈に沿って所定長隔てた部位に夫々一対の交流印加電極50aと検出電極30bとを被検者の皮膚上に接触固定せしめ、交流印加電極30aを介して高周波電流を被検者に印加せしめて該動脈部分を高周波交流

電場内に置くと、該動脈部分を流れる血管中の血液量に比例したインピーダンス変化が検出電極30bから検出され、このインピーダンス変化が血管中の血液量の変化に比例するアナログ電気信号がインピーダンスカーディオグラフ30から第2の処理回路40に出力され、ここに被検者の皮膚上面から観察された被検者の血液流量変動はこれに比例するアナログ容積変化信号に変換されるのである。

第2の処理回路40は入力する電気信号の内所定の電気信号を記憶保持するとともに所定の信号に校正して出力するようにした回路で構成および作用効果は全く同じのものであって、該第2の処理回路の入力端はインピーダンスカーディオグラフ30の出力端53に接続して、該インピーダンスカーディオグラフ30の出力信号を立上り検出回路41の出力信号にもとずき、A-D変換回路42で直流成分を除去し、デジタル信号に変換した信号を記憶回路43にて記憶保持し、ひきつづき電位補正回路44に出力して、ここで信号の零電位

補正をするとともに再び記憶回路43にて記憶保持し、記憶保持終了と同時に終了信号をトリガー回路50に記憶終了信号を出力すべくしてある。

トリガー回路50は、入力する二つの信号の時間位相を一致させて出力するようにするAND回路51とトリガーパルス発生回路52とよりなる回路で、二つの入力信号が入力したとき出力するAND回路の一方の端子51aを第1の処理回路20の記憶回路23に、他方の端子51bを第2の処理回路40の記憶回路43にそれぞれ接続し、端子51aはトリガーパルス回路52に接続する。該トリガーパルス回路52は信号が入力すると所定の信号を出力する回路で、該トリガーパルス回路52の端子52aは第1、第2の処理回路の各記憶回路23、24に接続して、前段の各記憶回路23、24の記憶終了信号をAND回路51で時間的位相ずれを一致させ、トリガーパルス発生回路52より同時に前記各記憶回路23、24に出力すべくしてある。

コンプライアンス演算回路60は、入力する二

つの信号を除算する除算演算回路よりなる回路で、該コンプライアンス演算回路60の一方の端子60aは前段の第1の処理回路20の出力端25に接続し、他方の端子60bは第2の処理回路40の出力端45に接続して第1の処理回路20の出力信号と第2の処理回路40の出力信号を除算演算し、その除算信号をタイプライター70に出力すべくしてある。

タイプライター70は入力する信号をデジタル印字して打出す装置で該タイプライター70の入力端70aは前段のコンプライアンス演算回路60の出力端60bに接続して該コンプライアンス演算回路60の出力信号をデジタル印字すべくしてある。

第1の実施例の循環動態診断用解析装置を前述の構成にしたことにより以下の作用効果を奏する。

まずこの循環動態診断用解析装置を使って被検査者の循環系の血管の性状を検出するに当り、脈波計10およびインピーダンスカーディオグラフ30を被検査者の測定部位に装着する。

で、該記憶回路23に記憶された信号は零電位補正されて、補正終了と同時に記憶終了信号をトリガー回路50に出力する。

一方インピーダンスカーディオグラフ30は印加電極30aの一方と検出電極30bの一方被検査者の頸部に装着するとともに印加電極30aの他方と検出電極30bの他方を同被検査者の脚部に装着し、そして前記1対の印加電極30aに50KHz、300 $\mu$ Aの交流の電気信号を送信する。こうすることにより1対の検出電極30bから被検査者の循環系の動脈経路の血液変動量を被検査者の体表よりアナログの容積変化信号として取り出され(第5図参照)、該信号は第2の処理回路40に出力する。

前記インピーダンスカーディオグラフ30より第2の処理回路40に入力する容積変動信号はA-D変換回路42で直流成分を除き、容積変動分のみに対応するアナログ容積変動信号とした後、デジタル信号に変換されて記憶回路43に入力されるが、その記憶信号は立上り検出回路41によ

すなわち、脈波計10は、第2図に示す如く被検査者の上腕部の上腕動脈部にバンド12にて装着し、該脈波計10の受感部11を体表より所定の押圧力でもって押圧する。こうすることにより被検査者の上腕動脈の脈動は体表を介して脈波計10の受感部11に達し、この伝達された脈動は半導体型電気変換素子によりアナログの脈圧変化信号に変換され(第4図参照)、該信号は第1の処理回路20に出力する。

前記脈波計10より第1の処理回路20に入力する脈圧変化信号はA-D変換回路22で直流成分を除き、脈圧変動分のみに対応するアナログ脈圧変動信号とした後、デジタル信号に変換されて記憶回路23に入力されるが、その記憶信号は立上り検出回路21によって被検査者の循環系の血液変動のうち一心拍における最も立上りの急峻な時期のパルス信号にもとずき行なわれるもので、記憶回路23へは一心拍の脈圧変動量に比例する信号 $\Delta P$ として記憶される。ところで、該記憶回路23には電位補正回路24が付加されているの

って被検査者の循環系の血液変動のうち一心拍における最も立上りの急峻な時期のパルス信号にもとずき行なわれるもので記憶回路へは一心拍の容積変動量に比例する信号 $\Delta V$ として記憶されるところで、該記憶回路43には電位補正回路44が付加されているので、該記憶回路43に記憶された信号は零電位補正されて、補正終了と同時に終了信号をトリガー回路50に出力する。

第1の処理回路20の記憶回路23に記憶保持されている脈圧変動信号 $\Delta P$ と第2の処理回路40の記憶回路43に記憶保持されている容積変動信号 $\Delta V$ には該信号のもととなっている脈波計10とインピーダンスカーディオグラフ30の測定位置のずれに起因した時間位相があるので、トリガー回路50では第1の処理回路20の記憶回路23からの記憶保持終了信号と第2の処理回路40の記憶回路43からの記憶保持終了信号との時間位相ずれを一致させて一致したときAND回路51よりトリガーパルス発生回路52を介してトリガー信号を記憶回路23、43に同時に送

値し、記憶回路25記憶された一心拍の脈圧変動信号 $\Delta P$ を記憶回路43に記憶保持された一心拍の容積変動信号 $\Delta V$ は同時にコンプライアンス演算回路60に出力する。

コンプライアンス演算回路60に入力した記憶回路20、40の脈圧変動信号 $\Delta P$ と容積変動信号 $\Delta V$ は、除算演算回路により $\frac{\Delta V}{\Delta P}$ の除算が行われその除算値に相当する信号をタイプライター70に出力する。

タイプライター70は入力する信号をデジタル印字するものであるから、前段のコンプライアンス演算回路60の出力はここでデジタル印字される。

このデジタル印字は被検者の循環系の大動脈血管の圧力変化と容積変化との比を表示することから、この表示数値を観察すると被検者の循環系の大動脈血管の性状が機能的に把握することができるのである。

ここに、第1実施例の循環動態診断用解析装置を用いて被検者のコンプライアンス( $C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$ )

を数値で表現し疾患の区分を機能的に明確にする場合には非常に便利ではあるが、これは循環系の一つの要素を求めたにすぎない。

すなわち、循環系の血管は血液を通ずる単なるパイプの役割だけでなく心臓から送り出された血液を途切れることなく体全体の毛細血管に送る役割を果たしている。従って心臓の収縮期のエネルギーを蓄積して血管の跳ね返りによって拡張期に血液を末梢に押し出し毛細血管への血流を保つという一つの大きな循環系動態機能を有している。

このことから、循環系の動態経路の循環動態を大体的に明確に把握することができればより信頼性のある診断が出来る。

以下説明する第2実施例の循環動態診断用解析装置はこの要請にこたえるものである。

第2実施例の循環動態診断用解析装置では前記第1実施例の循環動態診断用解析装置のコンプライアンス演算回路60およびタイプライター70のかわりにX-Yプロッターを配設し、被検者の循環系の脈圧変動 $\Delta P$ と容積変動 $\Delta V$ を $\Delta P$ と

を抽出した臨床例を一部紹介すると第6図および第7図の通りである。

すなわち、第6図はコンプライアンスを縦軸にとり、年代いを横軸にとり、得られたコンプライアンス値の内の最大値をプロットしたもので、この臨床例では年齢増加とともにコンプライアンスは低下する傾向を明確に示している。

また第7図はコンプライアンスを縦軸に症例(IHD:虚血性心臓病、INF:心筋梗塞、HT:高血圧症)をとって得られたコンプライアンス値の内の最大値をプロットしたもので、健康者のコンプライアンスは大きく疾患者は小さいことを示している。

このように本実施例の循環動態診断用解析装置は被検者の循環系の大動脈血管の性状を定量的に数値で表現し、疾患の区分を機能的に明確にする場合非常に便利であり、診断には有用な装置である。

ところで、前記第1実施例の循環動態診断用解析装置は、被検者の循環系の血管の性状を定量的

$\Delta V$ の關係、すなわちP-V曲線として描記すべくするようにした。

以下第2実施例の循環動態診断用解析装置を第8図を用いて詳細に説明する。

なお、第1実施例循環動態診断用解析装置と同一部分については同一符号を付し詳しい説明は省略する。

脈波計10、第1の処理回路20、インピーダンスカーブグラフ30、第2の処理回路40およびトリガー回路50は第1実施例と同様に構成し、該第1、第2の処理回路20、40にX-Yプロッター80を接続する。

X-Yプロッター80は二つの電気信号がX軸およびY軸の端子80a、80bにそれぞれ入力したとき、それぞれの電気信号によってアナログ図形を描記するもので、該X-YプロッターのX軸端子80aは前記第1の処理回路20の出力端25に接続し、Y軸端子80bは前記第2の処理回路40の出力端子45に接続する。

しかし、被検者に装着した脈波計10および

インピーダンスカーブオググラフ50の信号はそれぞれ第1、第2の処理回路20、40に入力し、トリガー回路50の働きで両者の信号の時間位相ずれを一致させてX-Yプロッター80に出力する。

X-Yプロッター80のX軸端子80aは前記第1の処理回路20の出力端25に、またY軸端子80bは前記第2の処理回路40の出力端45にそれぞれ接続しているの、該X-Yプロッター80ではX軸端子80aに入力する脈圧変動信号 $\Delta P$ およびY軸端子80bに入力する容積変動信号 $\Delta V$ にもとづきX-Y平面上にアナログ図面を描記させる。このアナログ図形、すなわち脈圧変動 $\Delta P$ と容積変動 $\Delta V$ の関係を図形化したいわゆるP-V線図は被検者の循環系の動態を解析したものであって、P-V線図の勾配は循環系のコンプライアンスを表わし、P-V線図のループのかこむ面積は循環系の血管量の収縮、拡張にともなう仕事量を表わし、P-V線図のループの回転方向は循環系の脈動波と血液変動波の先行順位を

表わし、P-V線図の形状から循環系の疾患を察知することからこのP-V線図を観察すると被検者の循環系の循環動態が明確に把握することができるのである。

ここで、本実施例の循環動態診断用解析装置を用いて被検者の循環系の動態を解析した臨床例の一部を紹介すると第9図の通りである。

すなわち、第9図は容積変動 $\Delta V$ を縦軸にとり、脈圧変動 $\Delta P$ を横軸にとって、3人の被検者のP-V線図を同一平面に記載したものである。

図中人Aの形状は円味をおび面積は大で反時計回転で傾きが大きいことから、循環系の動脈血管は弾力性に富み脈圧が先行して円滑な血液循環を招いていて健康であることを的確に表わしている。B、Cは形状は複雑で面積は小で時計回転で傾きが小さいことから、循環系の動脈血管が硬化し弾力性が失われ円滑な血液循環に支障をきたし心臓への負担が大きい動脈硬化症疾患であることを的確に表わしている。

このように、第2実施例の循環動態診断用装置

は被検者の循環系の循環動態を図形的に表現し、えることから被検者の循環系の診断をする上において非常に信頼性の高い情報を提供してくれる有効な装置である。

上述の第1実施例の循環動態診断用解析装置は被検者の循環系の血管の性状を機能的に表示し、第2実施例の循環動態診断用解析装置は被検者の循環系の循環系動態を図形化して表示することから、被検者の循環系の診断をする上において、非常に有効な情報を提供してくれるきわめて有意義な装置ではあるが、より正確に生体の循環系の動態を把握しようとする、第1、第2の実施例の循環系動態診断用解析装置に使用した検出器である脈波計10およびインピーダンスカーブオググラフ30が非観血的に被検者の体表より検出するものであるために、脈波計の場合、測定部位である循環系の動脈部と検出器を装着した体表との距離の変化にともなう検出器より得られる脈圧変化信号の大きさが増減すること、さらに、インピーダンスカーブオググラフの場合、生体に装着する電

極の位置関係によって容積変化信号の大きさが増減するということから、この信号をもとにして得られるコンプライアンスおよびP-V線図には診断解析時の被検者のP-V解析としては正確な情報ではあるが、同一被検者について数度の計測をした際、検出時の装着位置に差異があった場合には装着位置の差異による出力信号の増減が生じたり、また数人の被検者についてP-V解析の比較をしようとする際には被検者の体格、体質、肥満度等の差異により出力信号の大きさに差異を生じたりするので、これら比較をしたい場合にはさらに一段の考慮を要する。

そこで、このような測定上の問題に鑑み、より正確な生体の循環系の動態を把握すべく、前述した循環系動態診断用解析装置の第1、第2の処理回路20、40に補正回路90を付加して、測定部の動脈部と検出器を装着した体表との距離の変化にともなう出力信号の増減および測定部位の位置関係にともなう出力信号の増減を予め設定した基準信号と比較し、補正することにより、上述



の測定上の問題を改善したのである。

以下 第3の実施例の循環動態診断用解析装置を第10図を用いて説明するが、第5の実施例の循環動態診断用解析装置の説明に当り、前述した第2実施例の循環動態診断用解析装置に補正回路90を付加した態様につき説明し、第2の実施例の循環動態診断用解析装置と同一部分については、同一符号を付し詳しい説明は省略する。

脈波計10、第1の処理回路20、インピーダンスカーブグラフ30、第2の処理回路40、トリガー回路50およびX-Yプロッター80は第2実施例と同様の構成とし、該第1、第2の処理回路20、40に補正回路90を接続する。

補正回路90は磁気テープ装置91と走査回路92と波高補正回路93よりなる。

磁気テープ装置91は入力する信号をデジタル信号として記憶保持する、市販の装置で、この磁気テープ装置91に脈圧変動信号の基準信号として、カフ(血圧計)によって得られた被検者の血圧変動値を予め入力して設定しておき、または、

出力する読込み回路~~読み出し回路~~と比較演算回路よりなり、該波高補正回路93の入力端93aを前段の走査回路92に接続し、他の端子93bは第1、第2の処理回路20、40の記憶回路23、43にそれぞれ接続して、走査回路92より入力する信号を基準として読込み回路~~読み出し回路~~を介して入力する第1、第2の処理回路20、40の記憶回路23、43の信号を比較演算回路により比較演算し、該信号の波高補正をした後再び読込み回路~~読み出し回路~~を介して、第1、第2の処理回路20、40の記憶回路23、43に出力するようにしてある。

こうすることにより、被検者に装着した脈波計10およびインピーダンスカーブグラフ30の出力信号はそれぞれ第1、第2の処理回路20、40に入る。第1、第2の処理回路20、40に入力した信号は記憶回路23、43にそれぞれ記憶されると同時に電位補正回路24、44により電位補正され、再び記憶保持される。

該記憶回路23、43には補正回路90が接続

予め入力しておいた該脈の基準信号のなかから被検者の平常の血圧から選択した1つの基準信号を選択して出力せしめるようにしてある。また、容積変動信号の基準信号としてインピーダンスカーブグラフより得られた容積変動信号に流体抵抗 $\rho$ セグメントの長さ $l$ 、インピーダンス変化 $\Delta Z$ の各係数をクビチエックの心拍出量算出式( $\Delta V = \rho \left( \frac{l}{Z_0} \right)^2 \cdot \Delta Z$ )に代入して得られた正確な容積変動値を予め入力して設定しておき、または予め統計から得られた数値に基いて前記心拍出量算出式により計算された複数の基準信号を入力しておき、被検者の体質や検出器の位置からその基準信号の1つを選択して、走査回路92に出力できるようにしてある。

走査回路92は入力する信号を順次出力させる回路で、その入力端92aは前段の磁気テープ装置91に接続して、該磁気テープ装置91の出力を順次波高補正回路93に出力する。

波高補正回路93は他方の端子より入力する信号を一方の入力端より入力する信号と比較演算し

しているの、該補正回路90の磁気テープ装置91に保持されている脈圧変動信号の基準信号と容積変動信号の基準信号は走査回路92により順次波高補正回路93に出力する。該波高補正回路93では、まず読出し読込み回路より入力する第1の処理回路20の記憶回路23に記憶されている脈圧変動信号を読出し、該信号と走査回路92より入力する脈圧変動の基準信号を比較演算回路にて比較演算を行ない、補正するとともに読出し読込み回路を介して第1の処理回路20の記憶回路23に出力する。つぎに、読出し読込み回路より入力する第2の処理回路40の記憶回路43に記憶されている容積変動信号を読出し、該信号と走査回路92より入力する容積変動の基準信号を比較演算回路にて比較演算を行ない補正するとともに読出し読込み回路を介して第2の処理回路40の記憶回路43に出力する。

しかして、第1、第2の処理回路20、40に記憶された信号は、トリガー回路50により時間位相のずれを一致させて、X-Yプロッター80

に出力し、ここでX-Y平面上にアナログ図形を描記させる。

このアナログ図形は、基準の脈圧変動により補正した脈圧変動 $\Delta P$ と基準の容積変動により補正した容積変動 $\Delta V$ の関係をP-V線図として描記したものであるから、該P-V線図には被検者の循環系の動脈部と体表に貼着した検出器の距離の変化等にもとづく出力差はほとんど含まれず、したがって被検者の循環系を診断する上において、より正確な情報を提供することができる装置とすることができた。

以上本発明につき実施例を上げて説明したが、本発明は前述した実施例に限定されるものではなく、さらにいくつかの実施形態をとりうるものである。

例えば、第1、第2、第3の実施例において、被検者の循環系の動脈部の脈動変化を検出するものとして半導体歪電気変換素子を用いた脈波計を用いたが、これに限定するものではなく、圧電素子を用いた脈波計、変位計を用いた脈波計、動

電型脈波計等非血流的に循環系の脈動変化を脈圧信号として忠実に検出できるものであればよい。

また第1、第2、第3の実施例において、被検者の循環系の血液変動を検出するものとして、インピーダンスカーブオグラフを用いたが、これに限定するものではなく、フドミタンス容積脈波計、光電式容積脈波計、超音波血液計等非血流的に循環系の血液変動を容積変化として忠実に検出できるものであれば何ら、さしつかえはない。

さらに第1、第2、第3の実施例において、脈波計およびインピーダンスカーブオグラフの次段にオシロスコープを配設して、被検者の脈動変化および血液変動が忠実に検出できているかを監視する手段を構えることも可能である。

また第1、第2、第3の実施例において、トリガー回路としてAND回路とトリガーパルス発生回路よりなる回路を使用したか、これに限定するものではなく、要するに第1の処理回路の出力信号と第2の処理回路の出力信号の時間位相のずれをなくし、出力させるようにした回路であればよい。

またさらに、第2の実施例において、X-Yプロッターを使用したか、これに限定するものではなく、D-A変換回路と併合してアナログX-Yプロッター、メモリースコープ、X-Yディスプレイ、X-Yブラウン管オシロスコープ等のアナログX-Y表示回路を使用することも可能である。

また、第1、第2、第3の実施例において、第1の処理回路20を立上り検出回路21とA-D変換回路22と記憶回路23と電位補正回路24より構成して入力する信号を記憶すべくしたが、第11図に示すように該立上り検出回路21と記憶回路23との間にシフトレジスタ26を、さらに該A-D変換回路22と記憶回路23との間に加算平均演算回路27を各々配設して、該A-D変換回路22より入力する信号を加算平均演算回路にて加算平均して記憶回路に入力させると同時に、立上り検出回路21からのパルス信号をシフトレジスタで計数し、ある計数値に達すると記憶回路23の記憶保持機能を停止させることにより、該記憶回路23に平均値に相当する信号を

保持させるようにすることも可能である。上述のことは第2の処理回路40についても同様の構成にすることができる。

さらに第3の実施例において、補正回路90を磁気テープ記憶91、走査回路92、波高補正回路93より構成したが、これに限定するものではなく、要するに生体の脈圧変動の基準信号と容積変動の基準信号をデジタル信号として電氣的に設定し、この信号で補正できる回路であればよい。

以上要するに、本発明は、生体の循環系の脈動を脈圧変化として非血流的に検出する脈圧検出部と前記脈動検出部の出力信号を脈圧変動信号として記憶する第1の処理回路と生体の循環系の血液の変動を容積変化信号として非血流的に検出する容積検出部と、前記容積検出部の出力信号を容積変動として記憶する第2の処理回路と前記第1の処理回路の出力信号と前記第2の処理回路の出力信号との時間位相を一致させるトリガー回路と前記第1の処理回路の出力信号と第2の処理回路の出力信号をコンプライアンスまたはおよびP-

特開昭53-133991(10)

V 線図として表示する表示回路とよりなり、脈圧検出部および容積検出部を生体に装着すると、該脈圧検出部は生体の循環系の脈動変化を脈圧変化信号として非観血的に検出すると同時に第1の処理回路に出力し、ここで記憶するとともにトリガー回路に出力する。一方、容積検出部は生体の循環系の血液の変動量を容積変化信号として非観血的に検出すると同時に第2の処理回路に出力し、ここで記憶するとともにトリガー回路に出力する。ところでトリガー回路は前記第1の処理回路の出力信号と前記第2の処理回路の出力信号の時間位相が一致したとき、前記第1の処理回路の出力信号と前記第2の処理回路の出力信号をこれと接続する表示回路に出力することにより、該表示回路をしてコンプライアンスまたはおおよびP-V線図を的確に描記させることができ、したがって生体の循環系の血管の性状と循環動態を正確に把握することができることから臨床医学の分野において貢献するところ大である。

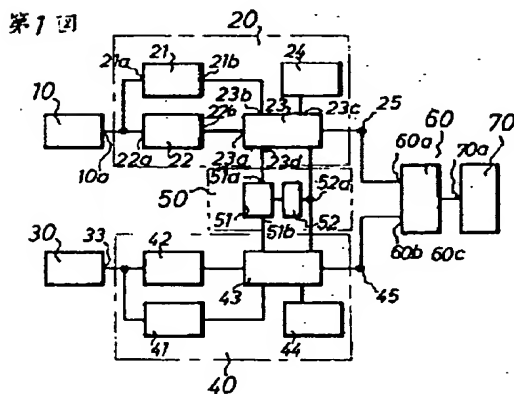
#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の第1実施例を示す回路図、第2図は脈波計を生体に装着したときの断面図、第3図はインピーダンスカーディオグラフを生体に加したときの説明図、第4図は脈圧変化を示す線図、第5図は容積変化を示す線図、第6図はコンプライアンスと被検者の年齢との関係を示す臨床例、第7図はコンプライアンスと被検者の症例との関係を示す臨床例、第8図は本願発明の第2実施例を示す回路図、第9図は脈圧変動 $\Delta P$ と容積変動 $\Delta V$ との関係を示す臨床例、第10図は本願発明の第3実施例を示す回路図、第11図は処理回路の変形例。

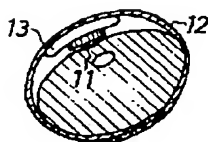
図中、10……脈波計、20……第1の処理回路、30……インピーダンスカーディオグラフ、40……第2の処理回路、50……トリガー回路、60……コンプライアンス演算回路、70……ダイアフライター、80……X-Yプロッター、90……補正回路

特許出願人

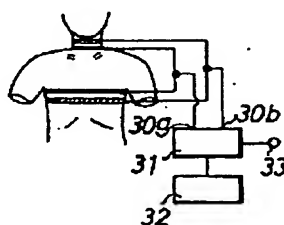
株式会社 豊田中央研究所



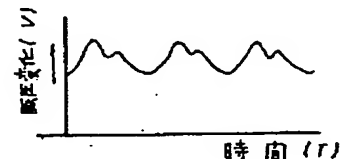
第2図



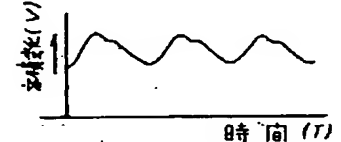
第3図



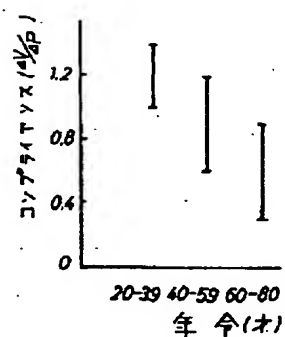
第4図



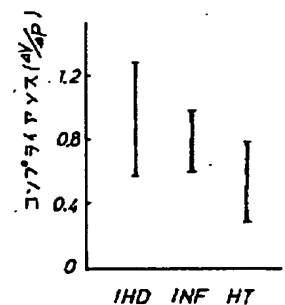
第5図



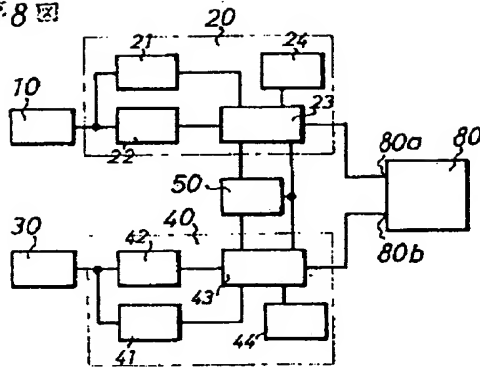
第6図



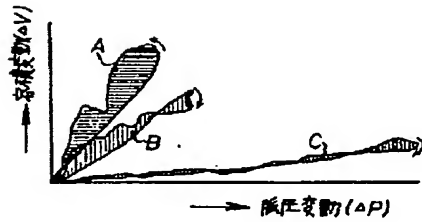
第7図



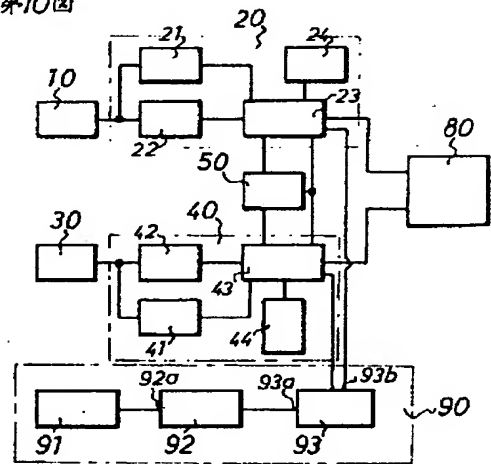
第8図



第9図



第10図



第11図

